



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104602608 B

(45)授权公告日 2019.01.01

(21)申请号 201380044874.0

D·曼克

(22)申请日 2013.08.26

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 104602608 A

72002

(43)申请公布日 2015.05.06

代理人 王英 刘炳胜

(30)优先权数据  
61/693,367 2012.08.27 US

(51)Int.Cl.

A61B 6/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.02.27

A61B 6/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 6/06(2006.01)

PCT/IB2013/056895 2013.08.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/033614 EN 2014.03.06

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(56)对比文件

CN 101010039 A, 2007.08.01,

US 2009/0285357 A1, 2009.11.19,

US 5917883 A, 1999.06.29,

EP 1642545 A1, 2006.04.05,

US 6272368 B1, 2001.08.07,

CN 101288105 A, 2008.10.15,

审查员 洪虹

(72)发明人 S·A·约克尔 C·库尔策

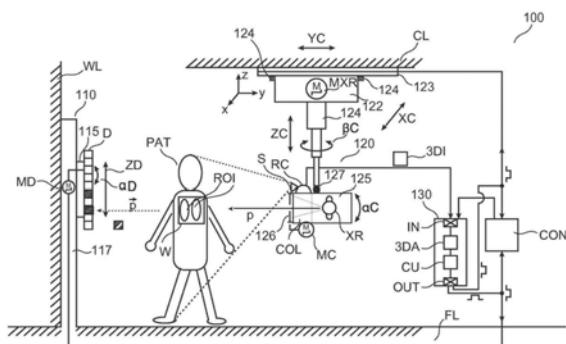
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

## (54)发明名称

基于光学3D场景检测与解释的患者特异性  
且自动的X射线系统调节

## (57)摘要

一种装置(130)与方法,用于自动或半自动地控制X射线成像器(100)的准直器(COL)以准直成像器(100)的X射线束,并调节所述X射线成像器(100)关于目标(PAT)的对准。所述准直和对准操作基于要被成像的所述目标(PAT)的3D图像数据(3DI)。所述3D图像数据(3DI)是由传感器(S)采集的。传感器(S)以非电离辐射操作。所述3D图像数据(3DI)描述所述目标(PAT)的3D形状,并且解剖标志是从其导出的,以限定针对感兴趣区域(ROI)的准直窗口(W)。基于所述准直窗口(W),相应地调节所述准直器(COL)的设定和成像器(100)对准。



1.一种成像器控制装置,包括:

输入端口 (IN) ,其用于接收在目标 (PAT) 处于成像器 (100) 的X射线源 (XR) 与所述成像器的X射线探测器 (D) 之间时由传感器 (S) 在对所述目标的3D调查中感测的3D图像数据,如此接收的所述3D图像数据包括随着所述目标 (PAT) 的外表面变化的空间深度信息,所述3D图像数据描述所述目标 (PAT) 的3D形状;

3D图像数据分析器 (3DA) ,其被配置为 (i) 根据接收到的3D图像数据来计算目标 (PAT) 的解剖标志数据,以如此获得成像器控制数据以控制所述成像器 (100) ,其中,所计算的成像器控制数据包括划界数据,所述划界数据对针对所述目标的兴趣区域 (ROI) 的成像器窗口 (W) 进行划界;并且 (ii) 确立所述目标的解剖标志的位置数据,所述划界数据基于所述解剖标志的所述位置数据;

控制单元 (CU) ,其被配置为使用所计算的成像器控制数据以基于所述目标的所述解剖标志的所述位置数据而在对所述目标的图像采集之前或期间控制所述成像器 (100) 的操作,所述成像器的所述操作包括针对从所述X射线源发出的X射线束的准直操作。

2.如权利要求1所述的成像器控制装置,其中,所述3D图像数据分析器 (3DA) 操作为在由传感器 (S) 检测到所述目标 (PAT) 的移动时或在用户请求时更新所述成像器窗口 (W) ,所更新的成像器窗口 (W) 由此跟随所述目标的移动,所述控制单元 (CU) 在所述目标的移动期间使用所更新的成像器窗口来控制所述成像器。

3.如权利要求2所述的成像器控制装置,其中,所述目标 (PAT) 是人类或动物身体,所述解剖标志的所述位置数据指示所述人类或动物身体的多个关节的位置,或者指示能够识别为所述空间深度信息的特征变化的其他解剖标志。

4.如权利要求1、2或3所述的成像器控制装置,其中,受控的成像器操作还包括:所述X射线源 (XR) 和/或所述探测器 (D) 相对于所述目标的对准,和/或对X射线源 (XR) 的操作电压的调节。

5.如权利要求1至3中任一项所述的成像器控制装置,其中,3D图像数据是通过所述传感器 (S) 对非电离辐射的暴露而被采集的。

6.如权利要求1至3中任一项所述的成像器控制装置,其中,所述传感器 (S) 是测距相机 (RC) 的部分。

7.如权利要求1至3中任一项所述的成像器控制装置,其中,所述传感器使用被投射到所述目标 (PAT) 上的预定义的结构光图样以感测所述3D图像数据。

8.一种成像器控制方法,包括以下步骤:

接收 (S315) 在目标 (PAT) 处于成像器 (100) 的X射线源 (XR) 与所述成像器的X射线探测器 (D) 之间时由传感器 (S) 在对所述目标的3D调查中感测的3D图像数据,如此接收的所述3D图像数据包括随所述目标的外表面变化的空间深度信息,所述3D图像数据描述所述目标 (PAT) 的3D形状;

根据接收到的3D图像数据来计算 (S320-S325) 目标 (PAT) 的解剖标志数据,以如此获得成像器控制数据以控制所述成像器 (100) ,所计算的成像器控制数据包括划界数据,所述划界数据对针对所述目标的兴趣区域的成像器准直窗口进行划界;

使用 (S350-S360) 所计算的成像器控制数据以在对所述目标的图像采集期间和/或之前控制所述成像器的操作;以及

在检测到所述目标的移动时或在用户请求时,更新(S365)所述成像器准直窗口,所更新的成像器准直窗口由此跟随所述目标的移动,并且使用所更新的成像器窗口以在所述目标的移动期间或之间控制所述成像器。

9.一种成像器系统,包括:

如前述权利要求1-7中的任一项所述的成像器控制装置;

所述成像器(100);

所述传感器(S)。

10.如权利要求9所述的成像器系统,其中,所述成像器(100)具有包括所述X射线源(XR)和准直器(COL)的X射线源-准直器组件(C-X),其中,所述传感器(S)被布置在所述X射线源-准直器组件(C-X)上。

11.一种成像器控制装置,包括:

处理器;以及

存储器,其用于存储计算机程序单元,所述计算机程序单元在由所述处理器运行时适于执行如权利要求8所述的方法的步骤。

12.一种存储有计算机程序单元的计算机可读介质,所述计算机程序单元在由处理器运行时适于执行如权利要求8所述的方法的步骤。

## 基于光学3D场景检测与解释的患者特异性且自动的X射线系统调节

### 技术领域

[0001] 本发明涉及基于辐射的成像，并且尤其涉及控制装置、控制方法、成像系统、计算机程序单元以及计算机可读介质。

### 背景技术

[0002] 在使用X射线成像器时，合适的X射线束准直是重要的。

[0003] 到相关解剖结构的X射线束准直减少了患者被暴露于的电离辐射的量，并因此使辐射风险最小化。此外，合适的准直减少了被散射辐射的量，这是因为较小的体积被照射，这得到改善的细节对比和图像质量。

[0004] 针对例如胸部X射线的采集，当前的准直工作流程需要实验室技术人员将患者引领到成像器的X射线探测器，并将探测器和X射线管调节到合适的高度并调剂准直器的设计。技术人员然后离开检查室并释放X射线暴露。时间测量结果揭示，成像会话大致1/3的时间被合适的患者和系统定位(包括准直)占据。

[0005] US 7494276描述了一种用于辅助操作者操作X射线设备的系统。

### 发明内容

[0006] 因此可存在着对于替代装置的需要，以减轻医学工作人员在图像采集会话或运行的准备中或期间调节成像器时的负担。

[0007] 本发明的目标通过独立权利要求的主题得以解决，其中在从属权利要求中并入另外的实施例。要理解，本发明的以下方面同样适用于控制方法、成像系统、计算机程序单元以及计算机可读介质。

[0008] 根据本发明的第一方面，提供一种控制装置，包括：

[0009] 输入端口，其用于接收在所述目标位于成像器的X射线源与所述成像器的X射线探测器之间时由传感器在对目标的3D调查中感测的3D图像数据。如此接收的所述3D图像数据包括随着所述目标的外表面变化的空间深度信息。所述3D图像数据描述所述目标的3D形状；

[0010] 3D图像数据分析器，其被配置为从接收到的3D图像数据计算目标的解剖标志数据，以如此获得成像器控制数据以控制所述成像器；

[0011] 控制单元，其被配置为使用所计算的控制数据以在对所述目标的图像采集之前或期间控制所述X射线成像器的操作。

[0012] 所提出的控制装置提供了基于光学3D场景检测和解释，对X射线成像器的几何结构的患者特异性/自适应的且自动或半自动的准直和/或对准。所述目标(例如患者)的空间3D(三维)形状数据、从其导出的解剖身体标志以及给定的X射线成像器几何结构被一起用于控制i)对感兴趣期望解剖结构的患者特异性准直和/或ii)患者特异性成像器对准(例如相对于患者的管和探测器取向)和/或暴露锁定，以避免在患者移动期间的X射线暴露。

[0013] 在所述图像采集期间不需要对患者身体应用标记物。所述患者“自由地”步进到所述检查室中并走向其中的期望目标地点。自动地或在由成像器操作者请求后,所述传感器恢复其检测操作。所述患者的3D轮廓的3D形状和几何结构然后被用于探测所述解剖标志,例如四肢、躯干、颈、头、肩、全身高度、全身宽度等。取决于要取得的X射线图像的类型,所识别的标志或其一些连同它们的位置坐标(其也可以导出)形成所感测的3D图像数据,并然后被用于在3D空间中定义准直窗口。

[0014] 根据一个实施例,所述患者的身体以其整体被3D调查,在备选的实施例中,所述3D调查仅是部分的,例如被限制到患者的躯干。手势和/或姿势识别也可以被用于在患者与医务人员(其有时在图像采集期间出现,这在诸如心脏血管处置的X射线支持的介入中是常见的情况)之间进行区分。根据一个实施例,所计算的控制数据包括划界数据,其划界针对所述目标的兴趣区域的成像器窗口。

[0015] 根据一个实施例,所述3D图像数据分析器操作为在检测到所述目标的移动时或在用户请求后更新所述成像器窗口,所更新的成像器窗口由此跟随所述目标的移动,所述控制单元在所述目标的移动期间使用所更新的成像器窗口以控制成像器的图像采集。所述传感器被配置为在三个空间维度跟踪目标的移动。根据一个实施例,存在用户可致动的“一键”功能,用于恰在X射线的释放之前调整所述准直窗口。

[0016] 根据一个实施例,所述3D图像数据分析器被配置为建立所述目标的所述解剖标志的位置数据。划界数据基于所述解剖标志位置数据。换言之,感兴趣的内部器官或解剖结构的位置是从诸如外部解剖标志的相互空间布置与形状的外部线索导出的。根据一个实施例,存在数据库或查找表,其中特定的标志与不同的X射线检查类型相关联。一旦用户提供对所述检查类型的说明,例如“胸部X射线”,则对相关标志的描述能够被检索并被用于检测在所述3D图像数据中的所述标志位置。所述标志位置然后被用作针对所述准直窗口的划界数据。

[0017] 根据一个实施例,所述目标是人类或动物身体,所述标志位置数据指示所述人类或动物身体的多个关节的位置或可识别为空间深度信息的特征变化的其他解剖标志,例如四肢、头、颈部、肩部或身体部分的其他布置。

[0018] 根据一个实施例,所述3D图像数据被用于骨架识别。在一个实施例中,针对胸廓或胸部X射线,根据构成所述3D图像数据的深度值来识别髋关节和肩关节,并且连接两个髋关节的线被用作针对所述准直窗口的下划界。连接肩关节的线是上划界,躯干两侧形成横向划界。使用可访问专业医学知识和从大量患者收集的统计解剖数据的数据库,能够通过使用例如评分方案来评估和调节对所计算的窗口的匹配。高的分数指示所计算的窗口良好地对应于即时患者数据(年龄、性别等)。专业数据或是用户提供的或都装置被配置为连接到数据库以检索专业数据。因此能够考虑患者的解剖结构中的变化,以增加所述准直窗口计算的鲁棒性。所述知识能够然后被用于修剪所计算的准直窗口。在胸廓实施例中,使用所计算的划界作为参照系,上三分之二部分然后被用作实际准直窗口,因为这是能够期望肺部位于其中的地方。换言之,根据所述标志计算的所述准直窗口可以由所述装置细调到针对给定感兴趣器官的已知器官位置。在其他实施例中,没有进一步地使用如由所述标志分界的所述准直窗口。

[0019] 根据一个实施例,受控的成像器操作包括i)针对从所述X射线源发出的射束的准

直操作,和/或包括ii)所述X射线管和/或所述探测器相对于所述目标的对准,和/或对X射线源XR的操作电压kVp和/或mAs(毫安秒)和/或暴露时间和/或剂量的调节。能够响应于患者的外形,尤其是患者厚度(如通过所述3D图像数据中的深度信息表明的),来设置所述操作电压。换言之,kVp设定被调节为直接随着患者的厚度而变化。

[0020] 根据一个实施例,所述3D图像数据是通过所述患者对非电离辐射的暴露而被采集的。这允许减少患者的剂量。不需要X射线预射以对准成像器并且尤其是调节成像器的准直器。

[0021] 根据一个实施例,所述传感器是测距相机的部分。范例为微软Kinect或华硕Xtion Pro Live装备。

[0022] 根据一个实施例,所述传感器使用被投射到所述患者或目标上预定义的结构光图样以感测所述3D图像数据。根据一个实施例,所述结构光图样是斑点图样。根据一个实施例,使用红外光,但也设想使用可见光谱中的光。所提出的装置提供改善临床工作流程,这是因为不需要用户交互用于实际准直或成像器对准(例如管和探测器)。所述成像器设定适于所述患者的大小和/或厚度,其继而意味着对于医学工作人员而言在较为繁忙的临床环境中减少的工作流程步骤的数目。即使是由很少放射学教育的工作人员也能够原则上安全且有效地操作X射线成像器。

[0023] 所述患者受益于,由于避免了错误准直而能够削减重做的数目,由此增进ALARA(“可合理达到最低水平”)目标。放射科医师因优质的准直和成像器对准设定带来的较少的散射辐射,而能够享用较好的图像质量。

#### [0024] 定义

[0025] “3D图像数据”是由传感器响应于非电离辐射或声音而采集的。所述3D图像数据是像素的阵列,每个像素具有在所述阵列中的一位置和一值。每个像素位置对应于目标的表面上的点的位置,并且所述值与相机的传感器与所述目标表面点之间的距离直接相关,或者能够用所述距离来表达。像素值随着传感器-目标距离而变化。也预期所述3D图像数据的点云表示。

[0026] “成像器设定”包括“成像器几何结构/对准数据”和“准直器设定数据”。

[0027] “成像器几何结构/对准数据”是描述所述X射线成像器在任意给定时间的空间配置的角位置或直角坐标位置的集。所述成像器几何结构取决于使用的特定图像装置,但一般包括可调节的患者的床(若有的话)高度、探测器和X射线管的空间位置。任意给定的成像器几何结构限定患者、探测器、X射线与准直器之间的相对位置,以及传感器位置。

[0028] “准直器设定数据”是由X射线束能够通过其穿过所述准直器的孔径的大小和形状限定的。所述孔径继而是由多个准直器的叶片或快门的相对空间位置限定的。

[0029] “可成像空间”或“成像器的间隙”或“成像器的域”是空间中要被成像的目标在图像采集期间必须处于其中的部分(一般是检查室的部分)。换言之,存在至少一种成像器几何结构设定,便利主要X射线束能够辐照所述目标(当在所述间隙中时)。如果目标在所述成像器的间隙之外,则不能取得图像。

#### 附图说明

[0030] 现在将参考附图来描述本发明的示范性实施例,其中:

- [0031] 图1示出X射线成像器布置的侧立面；
- [0032] 图2示出由根据图1的布置中使用的传感器从患者采集的3D图像数据；
- [0033] 图3示出控制方法的流程图。

## 具体实施方式

[0034] 在图1中，示出根据一个实施例的成像器布置。X射线成像器100被布置在检查室中。通过地板FL、天花板CL和墙壁WL中的一个示意性地指示检查室。成像器100可操作作为在可调节的投影方向从患者PAT采集X射线投影图像。X射线成像器100的整体操作由操作者从计算机控制台CON控制。控制台CON被耦合到屏幕或监视器（未示出），可以在其上观看或回顾所采集的X射线图像或成像器设定。诸如医学实验室技师的操作者能够经由所述控制台CON，通过释放个体X射线暴露——例如通过致动被耦合到控制台CON的操纵杆或踏板或其他何时的输入工具，来控制图像采集运行。根据不同的实施例，成像器100是C型臂类型的，并且患者PAT实际上躺卧在检查台上而非站立。

[0035] X射线成像器100包括可移动探测器组件110和可移动X射线管-准直器组件120（本文后面也被称作“CX组件”）。

[0036] 所述组件是可移动的，便利由X射线管XR生成的X射线束能够被导向并被适配到患者PAT的身体中需要被检查的特定身体部分ROI（“感兴趣区域”）的形状。例如，在“胸部X射线”中所述患者的肺部可能需要被检查，因此在该情况中，感兴趣区域ROI是患者的胸部。射束p到感兴趣区域的轮廓的适配是由准直器COL，通过致动可移动CX组件120而将准直器COL滑入相对于患者PAT的期望位置后，得以实现的。在准直器交互之前，从X射线管XR发出的X射线束p为发散束，从而不存在准直器COL时，射束p的横截面尺寸在到达患者PAT时将比期望的ROI的面积大得多。这是不令人满意的，因为可能需要不必要的增加患者剂量，并且出现更多的康普顿散射。准直器COL或“限束器”的目的是限制射束的横截面的尺寸，从而使射束p的横截面在大小和形状上匹配感兴趣区域ROI。在一个实施例中，准直器包括由铅或钨或其他高辐射不透明材料形成的两对叶片126（在图1的立面视图中仅示出一对）或片（“快门”）。一对被布置为垂直于另一对，并且叶片是可各自寻址且能够由准直器步进电机MC移动的，从而在取决于它们的相对位置的两个方向中的任一个或两个方向或多或少地限制所述射束。以此方式，射束的横截面能够被成形为匹配感兴趣区域ROI的预计二维轮廓。该准直器布置允许将射束成形为各种大小的正方形或矩形形式。在另一实施例中，使用多叶准直器，包括被布置为相对关系的大量电机可移动的板条或带，而不是四个叶片。多叶准直器允许形成更详细或曲线形状。准直器COL的设置意味着确定如何定位叶片以使得到的射束横截面尽可能接近地匹配ROI的周界。在四叶片准直器实施例中，通过确定所述叶片126的叶片位置，来实现所述矩形形状到ROI的匹配。当叶片被激励为采取所确定的位置时，它们一起限定这样的孔径，利用所述孔径能够实现仍包括所期望的ROI的全部的最小或合理小的矩形射束横截面。

[0037] 现在转到可移动CX组件120的其他部件，所述组件120包括可滑动顶置式托架122、伸缩臂124和壳体125。在所述壳体125中，布置有X射线管XR和准直器COL。顶置式托架122是沿彼此垂直布置的两套轨道124、123可滑动且可移动的，以如此提供顶置式托架122沿轴x、y的2维移动。X-轨道122允许顶置式托架122沿x轴的移动，而y-轨道123（在图1中被绘制为

垂直地延伸到纸的平面中)允许沿y轴的移动。伸缩臂124被贴附到顶置式托架122并从其向下延伸。在其下端,伸缩臂124结束于壳体125被贴附到的枢轴127。换言之,CX组件享有许多自由度,从而被定位在相对于患者PAT的宽范围的期望位置。存在诸如步进电机MXR的致动器,其产生顶置式托架122沿轨道的移动。在实践中,可以有多于一个电机,针对每个轨道布置一个,或者单个电机,其中由合适的传动引起x、y移动。伸缩臂124被布置为允许壳体126沿Z轴的上下移动,以及绕Z轴的旋转 $\alpha C$ 。伸缩臂124的上/下移动和绕Z轴的旋转是由电机MXR或不同的电机产生的。(一个或多个)步进电机MXR提供绕枢轴127的变化的“俯仰” $\alpha C$ ,以及X射线管XR和准直器COL绕z轴并相对于患者PAT的变化的“偏航” $\beta C$ 。在一个实施例中,管XR和COL准直器的俯仰由电机MXR独立地进行。

[0038] 现在转到探测器组件110,该组件包括被附贴到地板FL和墙壁WL的壁挂117。根据另一实施例,所述壁挂足够刚性,以作为独立结构被布置在房间中而没有被附贴到墙壁WL。在其他实施例中,探测器组件被固定到天花板CL(而不是地板或墙壁)并从其垂下。

[0039] 探测器D适合于接收并配准从X射线管XR发出的X射线p。探测器D被固定到壁装托架115,壁装托架115可在被集成在壁挂117中的轨道中在Z方向滑动。布置有步进电机MD,其产生探测器组件沿Z轴的所述移动,相同或不同的电机允许改变俯仰 $\alpha D$ 。探测器D包括探测器元,每个探测器元接收撞击的X射线束。在一个实施例中,步进电机MD被布置为也改变绕x轴的探测器D的俯仰,和/或托架也可在沿x轴的单独轨道上滑动。

[0040] 广泛地说,在图像采集运行期间,经准直的X射线束p从X射线管XR发出,在所述区域ROI处穿过患者PAT,通过与其中的物质的相互作用而经历衰减,并且如此经衰减的射束p然后在多个探测器元处撞击探测器D的表面。被所述射束撞击的每个元通过发出对应的电信号而做出响应。所述信号的集合然后被数据采集系统(“DAS”,未示出)转化成表述所述衰减的各自的数字值。构成ROI的器官物质的密度,在肺部X射线的情况下即胸腔和肺组织,决定了衰减的水平。高密度物质(例如骨)比较小密度的物质(例如肺组织)引起较高的衰减。然后将经针对每个X射线束p的如此配准的数字值整合成数字值的阵列,形成针对给定采集时间和投影方向的X射线投影图像。

[0041] 现在,为了采集X射线图像,成像器100需要首先被对准到所述感兴趣区域ROI。成像器对准参数包括设定上文提及的准直器设定,并通过控制各个致动器将两个组件相对于彼此对准并对准到患者PAT,以将准直器叶片和两个组件滑动到适当位置中,从而准直器COL能够将射束准直到如上所述的ROI。上文提及的位置参数的集合被称作成像器的几何结构或者对准参数或数据。

[0042] 设置和调节成像器几何结构参数(“对准”)的程序被发现消耗了成像会话时间的约三分之一。

[0043] 本文中提出了一种控制系统,其包括测距相机RC和控制器130,以方便加速成像器几何结构对准和准直器设定程序。测距相机RC被示为被布置在壳体125上。测距相机被耦合到控制器130。测距相机RC-控制器130布置允许自动地,或至少半自动地,在已检测到患者存在于探测器D与CX-组件之间的“间隙”中之后,对准成像器100。

[0044] 根据一个实施例,成像器设定操作是自动的,其在于患者的存在检测也是由相机RC-控制器130系统完成的。在该实施例中,成像器处于待机模式中,并且在患者PAT步入间隙中时立即恢复操作。在该实施例中,相机RC处于持续感测模式中并感测所述间隙,并且在

相机RC检测到介于中间的患者的身体后,成像器设定开始。在半自动操作中,患者被要求步入(并保持)在间隙中。在间隙中之后,操作者致动“使能”操作按钮或通过其他输入工具(触摸屏、鼠标点击、踏板操作等)发出“使能”信号,并且准直器设定和/或成像器的对准开始。

[0045] 宽泛地说,为了实现成像器设定,测距相机RC被配置为通过患者PAT对非电离辐射的暴露来采集患者的3D图像数据。3D图像数据捕获患者或患者的至少部分的3D形状。换言之,3D图像数据“跟随”或描述患者PAT在3D空间中的外表面或周界。所采集的3D图像数据然后被馈送到控制器130。控制器130然后以在下文中更详细描述的方法处理所述患者3D图像数据,以输出限定准直窗口W的位置数据,准直窗口W描绘期望的感兴趣区域ROI(例如针对胸部X射线为患者PAT的肺部)的轮廓。所述位置数据然后被转化成期望的成像器对准数据,其对应于准直窗口位置数据。换言之,当根据所转化成的对准数据对准成像器时,发射的X射线束然后被精确地(在合理的误差边际内)准直在所计算的准直窗口上。

[0046] 在计算出准直器窗口W位置数据后,控制器130输出对应于所计算的或期望的准直数据的成像器控制信号,以相应地校正当前成像器对准。然后通过合适的驱动器软件和硬件来解释所述控制信号,并发出控制信号以控制各个步进电机,从而实现为采取期望的成像器几何结构,亦即各个可移动部分均“滑动”到适当位置中。所述控制信号或者被发送到驱动软件在其中运行的工作站CON,或者控制器130的输出端口OUT被适当地配置为直接与各个致动器接口,以控制其实现参考或期望的成像器对准数据。

[0047] 现在将更详细地解释控制器130和相机RC的操作。

[0048] 操作

[0049] 控制器130包括输入端口IN、输出端口OUT、3D图像分析器3DA和控制单元CU。

[0050] 参考图2,示出了绘制如(“2.5”维距离图)由测距相机RC捕获的患者3D图像集的范例。像素的灰度值直接随患者的表面到相机RC的传感器S的距离而变化。患者的形状清晰可辨,其中突出的胸部由于其到传感器S的邻近度而与远端臀部部分相比较显示更暗。

[0051] 根据一个实施例,测距相机RC包括投影机,其将锥形结构光投射到患者PAT上。所述结构光可以例如被形成为“斑点”图样,如在US2009/0096783中描述的。然后通过被类似地包括在相机中的传感器S,来配准所述光从患者的表面回到相机的反射。通过与在不存在患者时斑点图样应显得如何进行比较,来配准所反射的斑点图样的“畸变”。所配准的畸变然后被转化成针对每个像素的距离值。也能够认识到,传感器和投影机可以不必如前面解释的位于相同的相机壳体中。根据一个实施例,投影机和传感器S可以被布置为不同的部件。然而要理解,测距相机RC也可以根据不同的原理操作,例如飞行时间、立体三角、光三角测量的片、干涉法和编码孔径。

[0052] 在一个实施例中,相机RC或其传感器S和/或投影机是通过合适的电机(未示出)的操作而自身可倾斜的,由此在调节成像器的对准参数/坐标时增加了又另外的自由度。

[0053] 在控制器130的输入端口IN接收3D图像数据集3DI。如此接收的3D图像数据3DI然后被转发到3D分析器3DA。由于由中央控制台的CON操作系统的跟踪操作,相机RC的传感器S与X射线管XR之间的相对位置在所有时间都是已知的,并且因此已知“源到图像接收器”距离(SID)。如由3D数据集编码的传感器-患者表面距离能够被容易地转化成每个患者表面点到X射线管XR的对应距离。换言之,3D分析器能够计算源到目标距离(SOD)。根据一个实施例,3D图像分析器3DA操作为计算准直器窗口W的位置数据。为了计算准直器窗口的坐标,基

于所采集的3D图像数据集来检测解剖标志。

[0054] 图2示出针对胸部X射线在ROI周围的准直器窗口的范例。准直器窗口是包围患者的胸部区域的矩形。

[0055] 预期用于检测解剖标志的不同的方法,以如此实现患者-自适应X射线准直:

[0056] 根据一个实施例,使用“准”无模型方法。其基于关于感兴趣区域位于哪里的先验知识或某些推定。例如,患者的胸部位置预计在探测器的前方,其中源-探测器距离SID已知,其帮助借助于深度图像来识别——单独基于接收到的3D数据中的形状信息——相关身体标志,例如肩膀、左和右躯干侧翼。例如,3D分析器逐行迭代通过由相机RC提供的3D图像数据的深度值,并且在配准了显著改变后,假设已找到躯干的侧翼。

[0057] 根据一个实施例,使用身体表面近似参数化身体模型,例如SCAPE模型。参见例如D. Anguelov等人(2005年),“SCAPE:Shape completion and animation of people”,ACM Trans. Graph., 24 (3), 408–416。这样的模型提供对人体的形状和姿势的准确且可缩放表示。其能够被用于与从所感测的3D图像数据导出的剪影的表面匹配。这得到对患者的身体的精确描述,其能够被用于定位解剖感兴趣区域。

[0058] 根据一个实施例,骨架检测方法被用于检测和跟踪患者PAT的身体。身体被描述为骨架的关节位置的集。骨架关节的坐标是用于定位患者的胸部区域的起始点。能够在图像足迹中跟随由患者的四肢形成的细长结构躯干,从而获得关于关节位于哪里的线索。

[0059] 根据一个实施例,使用与标注的平均3D身体模型的3D配准。为此,能够将具有经分割且标注器官的广义3D身体模型(例如CT数据集)用于近似患者的相关解剖结构(例如肺部)的位置。广义3D身体模型被拟合/缩放至患者PAT的3D感测的身体形状。所述拟合和缩放能够经由3D配准技术来完成。广义且经缩放的3D模型的解剖信息能够相应地被用于识别感兴趣的解剖结构以及针对患者的准直窗口。参见,例如K. S. Arun等人(1992年),“Least-Square Fitting of Two 3-D Point Sets”,IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,第14卷,第239–256页,其中所述缩放和拟合根据最小二乘法。

[0060] 以上方法中的每种都基于用户提供的输入,其允许控制器130识别为感兴趣区域ROI的检查类型。在一个实施例中,操作者能够从被显示在屏幕上的适当配置的GUI中的菜单结构选择自然语言字符串条目,例如“胸部X射线”。每个条目可以包括子菜单,例如“胸部X射线”→“肺部扫描”等等。在合适的关联数据结构中,每个条目都与针对与所选择的检查类型相关的解剖标志的几何意义上的或其他方式的定义相关联。3DA分析器然后输出即时检查类型相关的解剖标志的位置坐标。解剖标志的位置划界准直窗口W。

[0061] 计算出准直窗口的坐标后,操作流程传递到控制单元CU。能够以绝对空间坐标值来表达位置坐标参数,每个值描述成像器的间隙中的一特定位置。根据一个实施例,能够在屏幕上为操作者显示所述准直器位置数据。控制单元CU使用适当编程的驱动器和接口单元以与工作站CON交互。

[0062] 控制单元CU从CON请求当前成像器几何结构参数,包括当前准直器设定。在接收到当前成像器几何结构参数后,基于所计算的准直器窗口W的坐标来计算期望的成像器几何结构参数。控制单元CU然后计算所期望的成像器参数,其将实现X射线束仅辐射在所计算的准直器窗口内的患者区域。

[0063] 应理解,针对准直器窗口的确切坐标描述取决于手边的检查和使用的准直器的类

型。例如针对能够成形矩形束截面的4叶片准直器，限定所述准直器窗口的矩形能够由成像器的间隙中的四个空间坐标点来限定。

[0064] 控制单元CU然后将当前成像器几何结构和当前准直器窗口与适应于患者PAT的即时ROI的所计算的期望准直器窗口进行比较。计算针对各个角度和坐标，尤其是针对准直器叶片位置的校正值，并将其转发到工作站CON。驱动器将那些坐标校正请求转化成控制信号，所述控制信号然后被转发到相关的步进电机。然后相应地激励合适的步进电机，以根据所期望的成像器几何结构和所计算的期望准直器窗口实现成像器100的再对准和准直器COL的准直。然后由工作站发出对应的“准备好暴露”信号，并可能以视觉方式向操作者指示所述信号。X射线投影图像或者是自动采集的，或者操作者要首先致动对应的暴露按钮或踏板。

[0065] 根据一个实施例，在屏幕上为操作者显示如从相机RC接收的3D图像数据集。根据一个实施例，所计算的准直窗口被显示为在类似显示的对所感测的3D图像数据的绘制(如图2中的)上的叠加。这提升图像操作安全性，因为人类操作者能够视觉检查准直器窗口是否已被正确地计算。根据一个实施例，也能够通过对被投影在患者上的准直器光场的实时调整，来实现操作者反馈。在该实施例中，存在被布置在准直器中的灯，并且由所述灯生成的光场照亮实际ROI，从而操作者能够在X射线暴露之前检查所计算的准直。

[0066] 根据一个实施例，X射线成像器130包括暴露锁定功能。这能够在采集胸部X射线时有利地被用于使暴露与期望的吸入状态同步。在该实施例中，相机RC针对延长的时期保持采集3D图像数据帧的序列，以跟踪患者的胸部在吸入期间的膨胀。基于如在个体3D图像的序列上记录的胸部形状，能够确立形状改变的速率。一旦所述速率降至预定阈值以下，则假设吸入完成，并且发出释放信号，以即时采集X射线图像。

[0067] 尽管患者一般被要求在X射线成像运行期间站着不动，但本系统也可以能够在患者在多个图像采集期间移动的同时采集X射线图像的序列。只要患者停留在成像器的间隙内，并且只要运动与系统经由其步进电机重新调节成像参数的能力相比较足够慢，就允许患者自动移动，并且系统在接收到多个新的3D图像数据集后动态地重新计算ROI准直器窗口，并且相应地重置成像器参数。换言之，控制器CON操作为产生ROI聚焦的准直器窗口的序列，每个准直器窗口都适于不同的患者位置。计算各自的成像器对准校正并且更新成像器的几何结构以跟随患者的移动。

[0068] 根据一个实施例，上文提及的成像器设定也包括X射线管XR针对任意给定图像采集的操作电压。所述管电压是预计患者厚度的函数。如果预计较多组织要被射束穿透，则需要较高的电压以维持给定的图像质量。换言之，根据该实施例，控制器130操作为基于如可从所感测的3D图像数据集中的深度值导出的患者的厚度，来调节管的暴露参数(kVp和mAs)。然后将在所计算的准直器窗口里面的区域所导出的患者厚度与针对在预定查找表中的设定的值进行比较，以将管功率匹配到检查类型、器官、患者厚度、高度、性别等。

[0069] 如图1中所示，测距相机RC被定位在准直器/X射线壳体125处。这仅是根据一个实施例。在其他实施例中，测距相机RC被布置在天花板CL上、在顶置式托架122上或在壁挂117上，或在墙壁W上。在其中测距相机RC的投影机和传感器为分别封装的部件的实施例中，投影机可以被布置在天花板CL上，并且仅传感器S被布置在壳体125顶上或下面。在全部实施例中，相机被定位为使得相机的传感器S能够捕获实质上成像器的间隙的整体，或至少间隙

中能够预计患者在图像采集期间位于其中的部分。上述测距相机和控制器130布置能够容易地施予例如在C型臂X射线成像器中操作,其中,患者PAT在图像采集期间要躺在检查台上,而非如图1中指示地站立。

[0070] 控制器130的部件被视为被集成在单个单元中。然而在备选的实施例中,一些或全部部件被布置为在分布架构中分开的模块,并且被连接在合适的通信网络中。控制器130及其部件可以被布置为专用FPGA或硬接线独立芯片。在一些实施例中,控制器130或其部件中的一些驻留于工作站CON中作为软件例行程序运行。所述部件可以在合适的科学计算平台中被编程,例如Matlab®或Simulink®,并然后被翻译成C++或C例程,所述C++或C例程在文件库中被维护并在被工作站CON调用时被链接。

[0071] 参考图3,示出针对成像器100控制方法的流程图。流程图沿水平轴图示出所涉及的系统部件,并沿垂直轴示出它们在不同阶段上的不同步骤中的交互。所述阶段是自动或半自动准直阶段CPH、成像器再对准阶段PH以及任选的暴露锁定阶段XPH。

[0072] 在步骤S305,查询当前成像器设定,包括当前成像器对准数据和当前准直器设定。

[0073] 在步骤S310,测距相机从位于成像器的间隙中的患者采集3D图像数据。

[0074] 在步骤S315,所感测的3D图像数据集被输出并转发到控制器130并被控制器130接收。

[0075] 控制器130然后在步骤320接收所感测的3D图像数据并在步骤320中基于如从在步骤S315中接收到的3D图像数据计算所表明的所述患者的3D形状,来在步骤S320中计算针对成像器的准直器的期望准直窗口数据的位置数据。

[0076] 在步骤S325,所计算的准直数据被转化成期望的成像器对准数据。换言之,基于所计算的期望准直窗口,计算针对所述探测器和X射线管对应的期望位置数据,其在被实现时,将相应地对准成像器,并且X射线束将然后被准直到所计算的准直窗口。针对在步骤S325对期望成像器对准数据的计算,需要在步骤S330从在步骤S320查询的成像器设定数据被请求的当前成像器对准数据。在步骤S335,响应于成像器的各个致动器MD、MC、MXR的请求,所请求的当前对准数据被返回,并然后在步骤S340作为当前几何结构数据被转发到控制单元CU。

[0077] 在步骤S345,将在S320所计算的对应于所计算的准直的期望对准数据与请求的当前成像器几何结构数据进行比较。如果确定当前成像器对准数据与所计算的期望成像器对准数据足够不符,则在步骤S350,向各个步进电机发出控制命令,以对当前成像器几何结构应用合适的校正。

[0078] 在步骤S355,通过对步进电机的致动以应用校正,相应地再对准所述几何结构。

[0079] 在步骤360,检查如此更新的成像器对准是否对应于期望对准数据,或者经校正的位置是否超越或未达到所计算的期望对准。如果存在超越或未达到,则重复步骤350和355。如果所更新的几何结构数据在预定容差内对应于所计算的几何结构数据,则系统被适当地再对准并且流程控制进入任选的暴露锁定模式。如果没有暴露锁定模式或所述功能被禁用,则暴露开始,并采集X射线投影图像。

[0080] 当在暴露锁定模式中时,在步骤S365,基于3D图像数据来确定患者是否在最大吸入的状态。为此,测距相机在步骤S370采集新的3D图像数据并在步骤S375输出更新的3D图像数据。然后在步骤S380,将所更新的3D图像与先前的3D图像数据进行比较,患者是否在最

大吸入的状态中。如果没有检测到最大吸入的状态，则重复步骤S365、S370和步骤S375。如果检测到最大吸入的状态，则流程控制转到步骤S385，在这里释放X射线暴露并采集图像。将认识到，上述暴露锁定可以与其他或另外的动态身体状态相联系。例如，可以使暴露与期望的心脏周期而非呼吸周期同步，同时请求成像器100用于血管造影成像运行。

[0081] 根据一个实施例，即使不在暴露锁定模式中时，在步骤S370以用户可调节的间隔采集更新的3D图像数据，并且在步骤S365通过与先前3D图像数据的比较确定是否存在患者移动。如果存在患者移动，则流程控制循环返回步骤S320并计算更新的准直器窗口，并且相应地重复步骤S320-S360。以此方式，计算一系列准直器窗口以及对应的一系列成像器再对准数据，并随着患者移动相应地再对准成像器。换言之，准直窗口跟踪患者，并且成像器在患者移动的时期期间相应地动态再对准。

[0082] 在本发明的另一示范性实施例中，提供一种计算机程序或计算机程序单元，其特征在于适于在合适的系统上运行根据前述实施例之一的方法的方法步骤。

[0083] 所述计算机程序单元因此可以被存储在计算机单元上，所述计算机单元也可以是本发明的实施例的部分。该计算单元可以适于执行或引起执行上述方法的步骤。此外，其可以适于操作上述装置的部件。所述计算单元能够适于自动操作和/或运行用户的命令。计算机程序可以被载入数据处理器的工作存储器。所述数据处理器因此可以被装配为执行本发明的所述方法。

[0084] 本发明的该示范性实施例覆盖从一开始就使用本发明的计算机程序和通过更新将已有程序转为使用本发明的程序的计算机程序两者。

[0085] 进一步，所述计算机程序单元可以能够提供用于履行上述方法的示范性实施例的程序的全部所需步骤。

[0086] 根据本发明另外的示范性实施例，提供一种计算机可读介质，例如CD-ROM，其中，所述计算机可读介质具有被存储于其上的计算机程序单元，该计算机程序单元由前段描述。

[0087] 计算机程序可以被存储和/或分布在合适的介质上，例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质，但也可以用其他形式分布，例如经由互联网或其他有线或无线电信系统。

[0088] 然而，计算机程序也可以被提供在诸如万维网的网络上，并且能够从这样的网络被下载到数据处理器的工作存储器中。根据本发明另外的示范性实施例，提供一种用于使计算机程序单元可供下载的介质，该计算机程序单元被布置为执行根据本发明的前述实施例的方法。

[0089] 必须指出，本发明的实施例是参考不同主题来描述的。尤其地，一些实施例是参考方法型权利要求来描述的，而其他实施例是参考装置型权利要求来描述的。然而，本领域技术人员将从以上及以下描述获悉，除非另行指出，除了属于一种类型的主题的特征的任意组合以外，涉及不同主题的特征之间的任意组合也被视为被本申请公开。然而，能够组合全部特征，提供大于所述特征的简答加和的协同作用。

[0090] 尽管已在附图和前面的描述中详细图示并描述了本发明，但要将这样的图示和描述视为示例性或示范性的而非限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员在实践要求保护的本发明时，从对附图、公开内容和权利要求的研究，能够理解并实现对所

公开实施例的其他变型。

[0091] 在权利要求中，词语“包括”不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以履行权利要求中记载的几个项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施，但是这并不指示不能有利地组合这些措施。权利要求中的任何附图标记均不应被解释为对范围的限制。

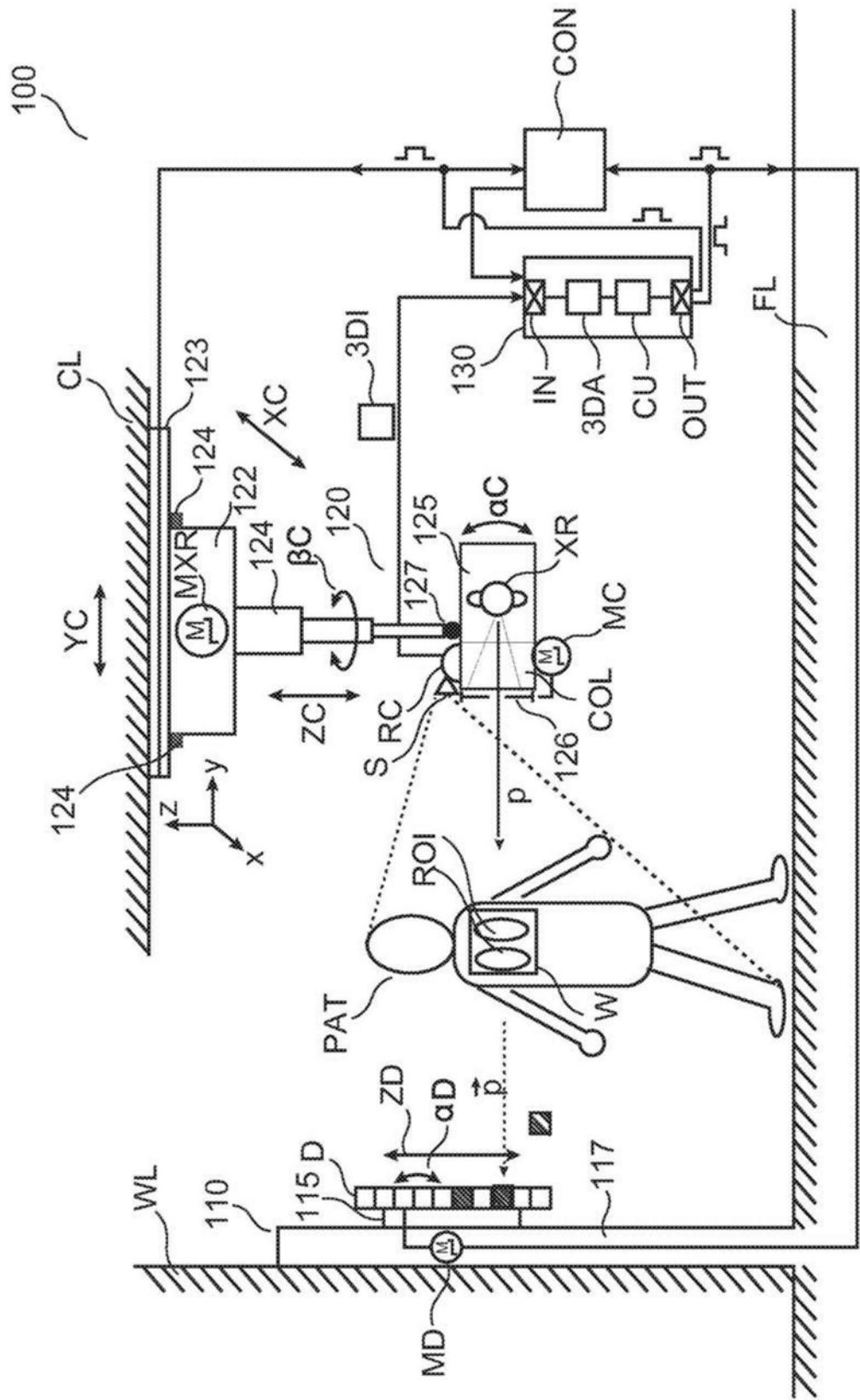


图1

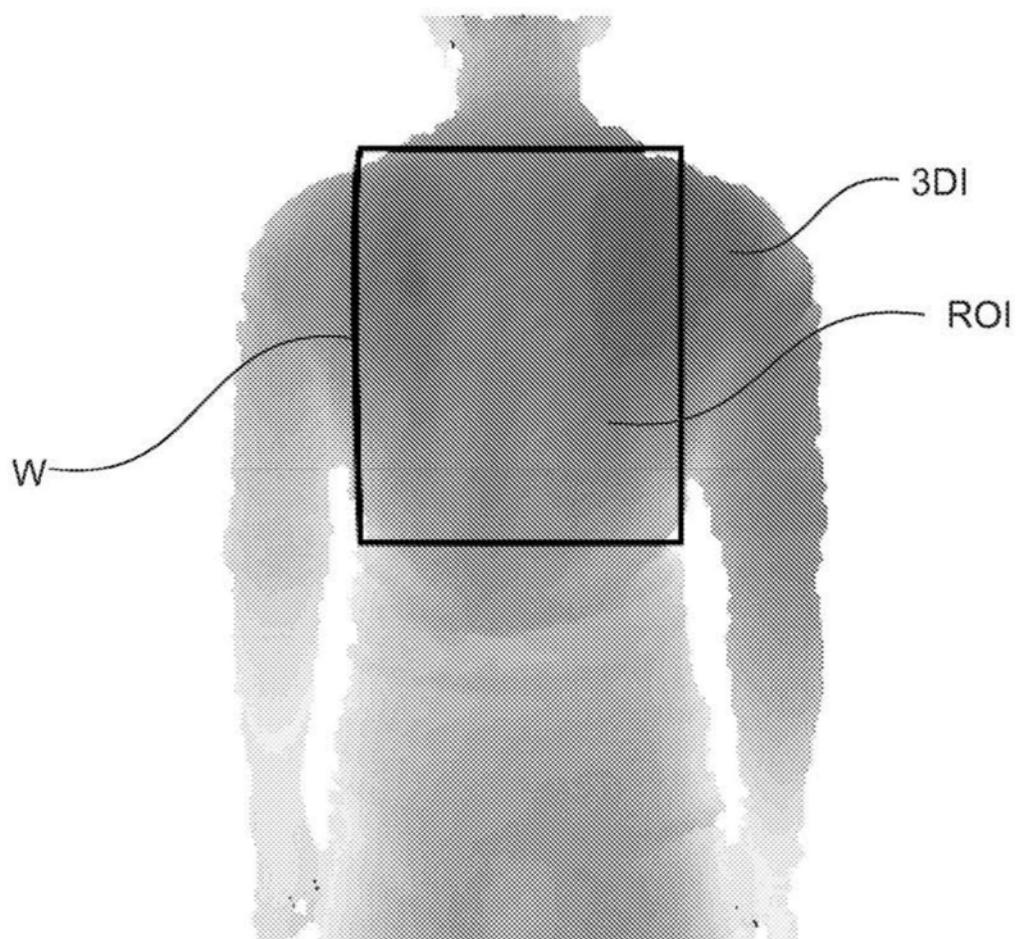


图2

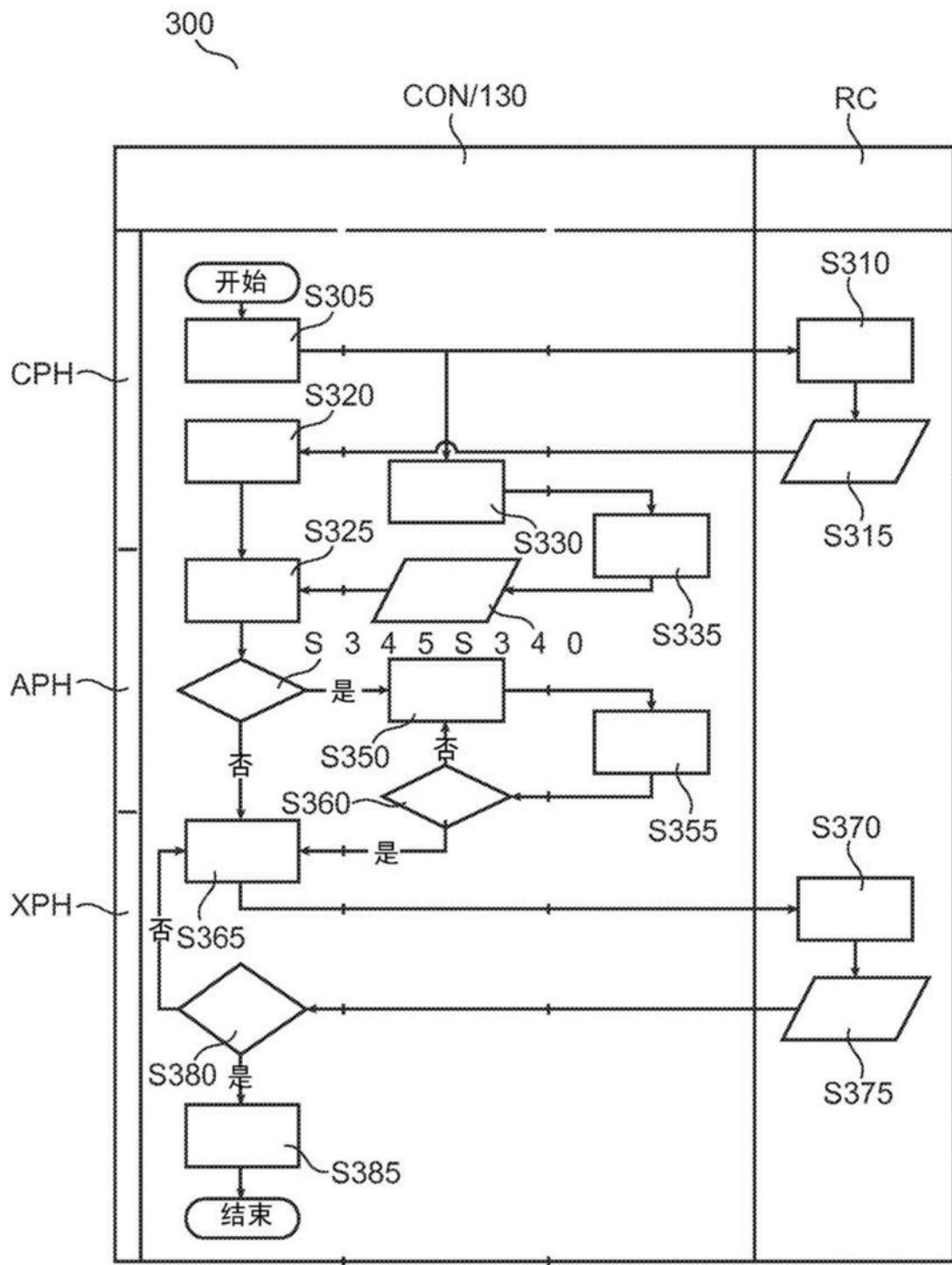


图3